SPECT(Single Photon Emission Computed Tomography)
における撮像時間短縮に関する研究

守屋　雅光（031-800135-5）

放送大学大学院　文化科学研究科

総合文化プログラム（環境システム科学群）

仙波　純一　教授

吉田　彰　客員教授（広島県立福祉大学）

平成 16 年 12 月

SPECT(single photon emission computed tomography)における撮像時間短縮の研究

学生氏名　守屋雅光
所属プログラム　総合文化
（環境システム科学群）
学生番号　031-8001355-5

要旨

一般に，SPECT (single photon emission computed tomography) における撮像時間は，20 分から 30 分程度必要であり，撮像時間の短縮が望まれている．従来から SPECT 撮像時における収集方向数は，多いほど高分解能でよい画像が得られるという考え方が支配的である．しかし，この研究では収集方向数を減少させること，および画像再構成方法を従来から用いられているフィルタ補正逆投影法から，近年利用可能となってきた OS-EM (ordered subsets-expectation maximization) 法に変更することにより撮像時間短縮の可能性を調査した．OS-EM 法は，逐次近似法の一つで，収集方向数が減少してもストリーク・アーチファクトが発生しない，SNR (signal to noise ratio)がよい等の特徴がある．

収集方向数を 64 から 16 まで減少させたときの SPECT 画像に対して，物理的評価を行なった．物理的評価は，空間分解能，コントラスト，およびノイズの 3 つの特性により表わされる．その結果，空間分解能は，両再構成法とも収集方向数の減少に

より変化しない．コントラスト，およびノイズは，収集方向数が極端に少ない 16 方向を除き，両再構成法とも収集方向数によりほとんど変化しない．またノイズは，総撮像時間にのみ依存し，総撮像時間が同じ場合，OS-EM 法のほうがノイズは少ない． さらに，SNR は両再構成法とも収集方向数が減少すると低下するが，常に OS-EM 法のほうが良好であった．以上の結果から，OS-EM 法を用いると収集方向数を減少させることにより撮像時間短縮の可能性が示唆された．

視覚的評価は，脳ファントム画像を用いてサーストンの一対比較法により行なった．収集方向数 64（このときの相対的総撮像時間を 1 とする）の時，両再構成法は，ほぼ同等に評価され最も良好であった．相対的総撮像時間を 3/4（収集方向数 48）とすると，フィルタ補正逆投影法の評価がよい．相対的総撮像時間を 1/2（収集方向数 32）とすれば，OS-EM 法がよく，フィルタ補正逆投影法は最も悪い評価であった．すなわち，撮像時間が通常の 1/2（収集方向数 1/2）となる撮像条件のもとでは，OS-EM 法はその特性をよく発揮する．しかしながら，収集時間が 3/4（収集方向数 3/4）程度の撮像条件では，従来から用いられているフィルタ補正逆投影法がよい評価であった．

OS-EM 法は，物理的評価ではよい評価を得ているので，撮像時間短縮におけるその潜在的能力は高いと思われる．一対比較法による評価では，“画像の好ましさ”が評価されているので，感度(sensitivity)や特異度(specificity)，あるいは ROC(receiver operating characteristic)解析等による他の視覚評価も必要であると思われる．

目次

第 1 章　はじめに　- - - -

第1章　はじめに

1-1 核医学検査とその歴史

核医学は，放射性核種 (radioisotope : RI) のもつ物理的・化学的特性を利用して，生体の生理学的機能・代謝診断や，放射線の生物学的作用を利用して悪性腫瘍の治療など，非密封の RI を診療に応用する医学分野である．生体の機能診断では，インビボ (in vivo) 検査とインビトロ (in vitro) 検査に大別される．

インビボ検査では，RI で標識された放射性薬剤を被検者に投与し，特定の臓器，組織に集積した RI から放出されるγ線を体外から放射線検出器で計測し,放射性薬剤の体内分布や量,および時間的変化から臓器・組織の生体機能を診断する．放射線検出器としては，シンチレーション検出器が最も多く用いられ，平面的に RI 分布を測定するシンチレーションカメラ（シンチカメラ），被検者の体内の RI 分布を断層像として描出する SPECT (single photon emission tomography) などがある．一方，インビトロ検査では，放射性薬剤を被検者に投与することなく，生体内に微量に存在するホルモンやタンパク質などの物質を定量分析する．採血や採尿した検体に RI で標識した薬剤を試験管内で反応させて，検体中の目的物質を定量するものである．

核医学は，1896 年の Becquerel による放射能の発見に起源を持ち，1913 年に Hevesy がトレーサー法を確立したことに

始まる．1925 年には Blumgart らが RI を用いて血液循環速度の測定を目的とする最初の臨床応用的研究を行なった．さらに，RI の生産手段が研究され，1931 年に Lawrence がサイクロトロンを発明し，1934 年には Joliot らが人工放射能を発見した．サイクロトロンは，原子炉では生産できない中性子不足核種の生産には欠かせないもので，医学分野に多大な影響を与えた．1965 年に Segre と Seaborg により開発されたテクネチウム (^{99m}Tc)は，核医学イメージング用として最も広く用いられる RI となった．これら，RI の利用により，体内の生理学的情報が非侵襲的に得られるという重要性は，あらゆる臓器の局所機能を測定可能にしていった．測定対象が局所機能であるという点で，X 線 CT (computed tomography) や MRI (magnetic resonance imaging) などによる形態診断を主とする放射線医学とは一線を画すようになった[1)]．

1-2 核医学画像診断装置の発展

1951 年に Cassen は，GM 計数器を用いた最初の直線走査型スキャナを開発した．その後，検出器は NaI(Tl)に変更され，シンチスキャナとして 1960 から 1970 年代にかけて臨床利用された．そのような中で，1957 年に Anger によって機械的走査を必要としないシンチカメラが開発された．大視野の検出器で被検者から放出されるγ線をとらえるシンチカメラの動作原理は，現在のデジタル式装置においても基本的に同様である．

この構造を Fig.1(a)に示す．シンチカメラは，コリメータ[注)]，シンチレータ，多数の光電子増倍管等からなる検出器，それを支えるガントリ，位置演算部，波高分析器，データ処理装置などからなる．被検体からいろいろな方向に放出されたγ線は，コリメータを通過することにより一定方向からのγ線に選別された後，シンチレータに入射する．ここで，γ線は光電効果などにより光（蛍光）に変換される．この光は，光電子増倍管により電気信号に変換され，データ処理装置に送られる．

1962 年，Kuhl により断層撮像を目的とした検出器回転型シンチカメラ，つまり SPECT 装置が開発された．従来のシンチカメラは，体内の 3 次元的な RI の分布を 2 次元像として得るので不満があった．そこで，特定断面内の RI のみを画像化しようと試みたものであった．しかし，画像再構成の技術が不完全であったため普及するには至らなかった．その後，Hounsfiled らによって，X 線の投影データからコンピュータによる画像処理により人体の断面を画像化する X 線 CT が実用化された．それ以後，画像再構成の理論や技術が急速に発展し，SPECT 装置にも大きな影響を与え実用化された．当初，単検出器であったが，2～3 台の検出器を有する多検出器型装置が開発され，高感度・高分解能画像が画像再構成法の発展とともに得られるようになってきた．また，コンピュータの進歩によ

注） コリメータは，被検者の体内からあらゆる方向に放出されるγ線のうち，一定方向のみのγ線を検出器に入射するように指向性をもたせるものである．コリメータは，鉛あるいはタングステン製で，六角形の孔が数千から数万開いている．孔の径は数 mm である．孔と孔の間は隔壁とよばれ，厚さは 1mm 前後である．

りデータ処理装置も飛躍的に進歩して今日に至っている[2]．単検出器の例を Fig.1(b)に示す．これは本研究に用いた GE (General Electric) 社製 Starcam4000i で，脳血流 SPECT を撮像しているところである．

1-3 SPECT におけるデータ収集方法

SPECT 装置では，Fig. 2 下側のように検出器は，被検体の体軸の回りを回転しながら投影データの収集を行なう．一般に，投影データは 2 次元であるが，ここでは簡単のため Fig.2 上側に示すように 1 次元で表わす．

検出器は静止した状態で１の位置で投影データの収集を行ない，θ回転移動し再び静止した２の位置で投影データの収集を行なう．データの収集と検出器の回転を交互に繰り返し 360 度の各方向からの投影データがデータ処理装置（コンピュータ）に取り込まれる．これをステップ回転収集という．ステップ回転収集では，検出器移動中はデータの収集は行われない[3]．

1-4 SPECT 検査の特徴と問題点

今日，核医学において SPECT 検査は重要な位置を占めている．脳血流 SPECT や心筋 SPECT，あるいは腫瘍 SPECT 等は臨床でよく行なわれている．

ところで，形態画像である X 線 CT は MD (multi-detector row)CT の登場などにより撮像時間の大幅な短縮が図られてい

る．例えば胸部 X 線 CT では，初期の装置では 10 分程度必要であった撮像時間が，最新の装置では数秒で撮像が終了してしまう．それにくらべ，SPECT 装置では，単検出器から多検出器装置への発展や高感度コリメータなどが開発されてきてはいるが，撮像時間は 20 分から 30 分程度必要である．これは，シンチカメラの検出器前面に取り付けられているコリメータにより大幅に感度が低下するのと，被検者に投与する RI の放射能が放射線被曝の観点から非常に少ないためである.そのため，非常にノイズが多く分解能の悪い画像となっている．撮像時間をさらに長くすれば（例えば 1 時間以上）ノイズの少ない画像が得られるであろうが，患者拘束時間を考えると非現実的である．臨床現場では，撮像時間のわずかな短縮でも望まれる．そこで，装置メーカ側からの撮像時間短縮のアプローチばかりでなく，ユーザ側からのアプローチも重要であると思われる．

1-4 本研究の意義

本研究は，SPECT における撮像時間短縮のユーザ側からのアプローチである． SPECT 装置は高価で，一度設置されれば 10 年以上使用することになり，ハードウエア的なアップグレードは事実上不可能である．しかし，ソフトウエアの改良，臨床現場での撮像方法や画像再構成の工夫により撮像時間短縮の可能性は残されていると思われる．

ところで，SPECT において，どのくらいの収集方向数が撮像に必要とされるのかについては，過去にいくつかの論文に示

されており，すでに定説となっている．例えば，Larsson ら[4]は，空間分解能の観点から収集方向数(M)を次のように表している．

$$M \approx \frac{\delta}{2}N \quad \cdots\cdots\cdots (1)$$

ここで，N は収集画像のマトリックス数（pixel 数）である．臨床でよく用いられるマトリックス数は 64 なので，N=64 とすれば，M=100 となる．しかし，実際にはそれよりも少ない方向数 M=60 から 64 程度が用いられている．これは，100 方向ものデータを収集しようとすれば，非常に長い撮像時間となるので，臨床上非現実的なため，妥協の結果，このような収集方向数が用いられているものと思われる．

また，Bieszk ら[5]は，ホットロッド・ファントム（陽性信号を持つ空間分解能評価用試験体）を用いた実験から，1 方向あたりの収集計数値が減少しても，収集方向数は多ければ多いほどよい画質が得られると結論付けている．

これらの研究により，現在では“SPECT における収集方向数は，多ければ多いほど高空間分解能でよい画像が得られる”という考え方が支配的となっている．

一方，Cao ら[6]は，一般に SPECT における収集方向数は偶数で，180°対向する投影データを持つので，例えば 64 方向の投影データでも 32 方向の情報しか持っていないのと同様であると述べている．そこで，奇数の収集方向数にすることにより，例えば 64 方向を 33 方向にして，180°対向しない投影データを収集すれば，少ない収集方向数で 64 方向と同様の画質

が得られることをコンピュータ・シミュレーションで示した．そして，撮像時間短縮（高速 SPECT）の可能性を示唆した．しかし，SPECT における投影データは，180°対向する方向では，被検体の自己吸収のため必ずしも等しくない．従って，臨床の装置では，必ず 180°対向する投影データを収集し，それらを加算することにより自己吸収の影響をなくした後，再構成をしている．Cao らは，この影響は無視できると述べている．

ところで，上述の研究で用いられている画像再構成方法はすべてフィルタ補正逆投影法(filtered back projection: FBP)である．フィルタ補正逆投影法を用いている限り，ストリーク・アーチファクト（streak artifact：線状の偽像）の発生が根本的に大きな障害となる．実際，このストリーク・アーチファクトをいかに目立たなくするかが重要な問題となる．つまり，ストリーク・アーチファクトを発生させないためには，収集方向数は多ければ多いほどよいということになる．これらのストリーク・アーチファクト発生の典型的状況を Fig.3(a)～(d)に示す．これは，線状線源 (line source) を撮像し再構成したものである．ところが，近年開発された OS-EM (ordered subsets-expectation maximization) 法による再構成を用いれば，収集方向数減少に伴うストリーク・アーチファクトは，Fig.3(e)～(h)に示すように全く発生しない．（SPECT における画像再構成法については，次章で述べる．）フィルタ補正逆投影法では，収集方向数の減少に伴い，線源周辺にストリーク・アーチファクトが目立ってくるが，OS-EM 法では，それはまったく観察されない．従って，再構成方法を OS-EM 法に変更すれば，

収集方向数を減らすことにより,撮像時間の短縮が期待される.

撮像時間を短縮するには，収集方向数を減少させる，あるいは収集方向数は変えないで 1 方向あたりの収集時間を短縮する方法が考えられる．本研究では収集方向数を減少させることに注目し，撮像時間の短縮の可能性を調査した.

第2 章　SPECT 画像再構成法とその特徴

2-1 フィルタ補正逆投影法

過去２０年以上，SPECT の画像再構成法は，フィルタ補正逆投影法が用いられてきた．この方法は，X 線 CT で用いられているのと同様の方法である．被検体から放出されたγ線の投影データを多方向から検出器で測定し，そのデータを逆投影することにより断面像を得る方法である．この様子を，Fig.4 に示す．単純に逆投影をすると，本来 RI の存在しないところにも RI があるように再構成されるので，フィルタ（Ramachandran フィルタ）を用いて補正する．この時，高周波成分が強調されるので，さらに低周波通過型フィルタ（Butterworth フィルタ等）を用いて高周波ノイズ成分を抑制する．この方法の欠点は，RI の高集積部位があると，その周辺にストリーク・アーチファクトが発生することである．これが存在すると，検査目的臓器の観察が困難となる．また，収集方向数が不充分でアンダーサンプリングとなると，周辺にエリアシング (aliasing) によるストリーク・アーチファクトが目

立つようになる.

しかしながら，この方法は計算時間が短いのが利点である.コンピュータの処理能力が現在よりも低かった 20 年ほど前でも，十分に実用に耐えることができたので，SPECT 登場以来長年にわたり臨床の場で用いられてきた.

2-2 OS-EM (ordered subsets-expectation maximization) 法

近年，コンピュータの高速化に伴い，逐次近似法による画像再構成が臨床で利用可能となってきた. この方法は，原理的には以前から知られていたが,計算時間が非常に長く必要とされ,臨床の場で用いることはできなかった. この方法を簡単に説明すると，まず初期画像として適当な初期値を与え，各投影方向に計算上の投影データを作る. この投影データと実際に測定された投影データとを比較して，すべての画素 (pixel) に対して修正を行ない,修正画像を作成する. この修正画像を初期画像に置き換えて，再び投影データを作り，実際の投影データと比較し修正画像（修正方法には，加算，乗算，最小二乗法等を用いた方法が提案されている.）を作成する. これらの操作を何回か繰り返し,修正画像を作成し，一定の条件を満たせば繰り返しを終了して最終画像を得る.

逐次近似法の中で，最尤推定－期待値最大化(ML-EM: maximum likelihood-expectation maximization) 法は，統計学的手法により RI 分布を推定する方法である. 特に，OS-EM

(ordered subsets- expectation maximization) 法は ML-EM 法を高速計算するアルゴリズムで，投影データをいくつかのグループ(subset)に分割して適当な順番で使用する．例えば，Fig.5 に示すように，投影データ数が 24 で subset が 6 の場合，１つの subset は 4 つの投影データからなる．まず，1 つめの subset の４つの投影データからすべての画素に対して修正を行なう．その修正画像を初期画像に置き換え，2 つめの subset の 4 個の投影データを用いて修正を行ない再投影し，再び修正画像を作成する．それを繰り返しすべての subset に対して計算すると 1 回の繰り返し計算が終了したことになる．1 回の繰り返し計算に要する時間は ML-EM 法と同じであるが，subset の数だけ再構成画像が更新されていくので収束に要する時間が短縮される．subset 数や逐次近似の繰り返し計算回数(iteration)を決定する理論はなく経験的に決められている．OS-EM 法により得られる画像は，subset と iteration のパラメータの組合せで変化する．脳血流 SPECT においてこれらのパラメータを変化させた場合を Fig.6 に示す．subset と iteration の値が少ないとボケた画像になる．また，subset 数が多く iteration 数が少ないと画像歪が観察される．さらに，必要以上にこれらの値を大きくすることは計算時間の延長となり実用的でない．Fig.6 において，視覚的に subset=8，iteration=4 を用いた OS-EM 法の画像がフィルタ補正逆投影法と視覚的にほぼ同等であると判断されたので，以下の検討では，特に断りのない限りすべて subset=8 と iteration=4 の値を用いた．

OS-EM 法のおもな利点は，(1)再構成値が負にならない，(2)低カウント領域での SNR(signal to noise ratio)がよい，(3)高集積部位からのストリーク・アーチファクトがない，(4)測定系で起こりうる物理現象を織り込んでおくことにより，さまざまな補正ができるなどである[3) 7)]．特に，(2)，(3)の理由により，OS-EM 法による画像再構成を利用すれば，フィルタ補正逆投影法を用いた場合より，短時間での撮像の可能性が予測される．

第 3 章　フィルタ補正逆投影法と OS-EM 法による再構成画像の評価

3-1 物理的評価

3-1-1 空間分解能，ノイズ，コントラスト

さて，収集方向数が減少すると，SPECT 画像の画質はどのように変化するのであろうか．この画質の変化を調べるためには，再構成画像の画像評価を行なう必要がある．画像評価法には画像の特徴量を測定器等を用いて計測し，得られたデータを解析して評価する方法（物理的評価，客観的評価と呼ばれる）と，人が画像を見て評価する方法（視覚的評価，心理的評価，心理物理的評価，主観的評価等と呼ばれる）がある．

ここでは，まず物理的評価を行なう．SPECT 画像を含む放射線画像の画質は空間分解能，コントラスト，そしてノイズと

いう 3 つの基本的概念により特徴付けられる.

空間分解能は，２つの微小な被写体を分離し区別できる最小の大きさと定義できる.例えば,通常の X 線写真では約 0.01mm, X 線 CT では約 0.5mm 程度，そして SPECT 装置では約 10mm～15mm 程度の空間分解能である．この概念は，放射線画像において広く用いられているが他の定義もある．それは，点像強度分布関数(point spread function)である．非常に小さな点である被写体を撮像し，その点像の画像強度を位置の関数で表す曲線（プロフィルカーブという）とする．これを点像強度分布関数とする．理想的には，撮像された点は同じ大きさで観察されるはずであるが，実際には撮像系によりボケが生じ，より大きな点として観察される．このボケの程度を特徴づける量として，半値幅(full width at half maximum : FWHM)，あるいは 1/10 幅(full width at tenth maximum : FWTM)が用いられる．FWHM は，点像強度分布関数の強度が最大値の 1/2 になるときの幅である．同様に FWTM は，1/10 になるときの幅である．これらの値が小さいほど空間分解能がよいということになる[8]．

SPECT 装置では，測定を容易にするために，点像の代わりに線状線源(line source)を用いる．これは，点線源の作成が技術的に難しく，計数値に関しても点線源よりも有利であるからである．この線状線源に直交するようにプロファイルカーブを作成し，FWHM および FWTM を得る．内径約 1mm のチューブに放射線源(^{99m}Tc 水溶液)を封入し線状線源とし，検出器回転中心に配置して撮像した．撮像したデータは，GE 社製ワークステーション eNTEGRA に転送し画像再構成した．このよ

うにして得られたSPECT装置の空間分解能をFig.7(a)から(d)に示す．シンチカメラに低エネルギー用汎用型(low energy general purpose: LEGP)コリメータを装着し，64×64 マトリックス(1pixel=5.40mm)で撮像した．シンチカメラでは，検出器と被検体の距離が離れると空間分解能は悪くなるので,回転中心での値はSFOV(scan field of view)内の平均的な空間分解能をあらわす．Fig.7(a)から(d)により，空間分解能は，フィルタ補正逆投影法，OS-EM 法とも収集方向数に依存しないことが明らかである．また，Fig.7(a)，(b)からFWHMは，OS-EM法がフィルタ補正逆投影法より低値で良好な傾向を示すが両者の間で統計的な有意差は認められない.Fig.7(c),(d)からFWTMは,OS-EM法がフィルタ補正逆投影法より低値で良好である．各収集方向数毎に両再構成方法間でt検定を行なった．収集方向64においてX方向，Y方向でそれぞれ $p<0.05$，$p<0.01$ で有意差が認められた．収集方向48ではX方向において $p<0.01$ で，収集方向32でもX方向において $p<0.01$ で有意差が認められた．なお，これらの再構成法において，前処理フィルタなどは使用していない．以上，まとめると，フィルタ逆補正投影法とOS-EM法の空間分解能を比べると，OS-EM法がわずかに良好であり，FWTMにおいて統計的有意差がみられる場合がある．

式(1)の解釈として，収集方向数が少ない（サンプリング角度が大きい）とSPECT画像の分解能が悪くなるという解釈がある[9]．しかし，今回の測定からそのような結果は導き出すことはできなかった．Josephら[10]は，SPECTの分解能に影響

を与えるのは，各々の収集方向における投影データをサンプリングするサンプリング間隔，すなわち pixel 寸法である（Fig.2 における Δd）と述べているので収集方向数と空間分解能の間には関係がないと思われる．

コントラストは，画像上で関心のある領域とその周囲のバックグラウンドの相対的な信号強度の差である．コントラストが高い（大きい）と，信号は，より強調され観察しやすくなる．逆にコントラストが低い（小さい）と，信号は観察しにくくなる．バックグラウンドの信号強度を D_1，関心領域の信号強度を D_2 とすれば，コントラスト(C)は，

$$C = (D_2-D_1)/D_1 \qquad \cdots\cdots\cdots (2)$$

となる．コントラストの測定には，SPECT 用脳ファントム（IB-10 型，京都科学社製）を用いた．このファントムの写真を Fig.8 に示す．このファントムは，尾状核，被殻，視床を含む灰白質，白質，および脳室部分から構成される．灰白質と白質の放射能濃度比が約４：１になるように ^{99m}Tc 水溶液を調整し充填した[12]．Fig.9(a)に示すように，視床部分を含むようにＸ方向にプロファイルカーブを作成した．Fig.9(b)において基底核部分の計数値を D_2，その周辺部の計数値を D_1 とし，式(3)よりコントラストを求めた．同様にして求めた脳内５箇所の平均コントラストと収集方向数の関係を Fig.9 に示す．収集方向数 16 以外は，OS-EM 法の方がコントラストは高い．また，OS-EM 法において，コントラストは収集方向数により変化しないが，フィルタ補正逆投影法では 16 方向で高値となる．この原因は，フィルタ補正逆投影法では，方向数が少なくなると

ストリーク・アーチファクトが発生し，その影響でコントラストが高値となるためと思われる．

ノイズとは，測定された画像データのバラツキ，精（密）度である．少ないγ線フォトンの数(情報量)で作成されたSPECT画像はバラツキが大きくノイズが多い．一方，多くのγ線フォトンの数からなるSPECT画像は精度が高くノイズが少ない．ノイズには，検出器の不均一さや電子回路の電気的ノイズなども含まれる．ノイズは，均一な信号を撮像し，その部分の信号強度の変動としてとらえることができる．その指標として標準偏差があるが，これは，信号強度依存性があるので，その平均値で標準偏差を除した変動係数(coefficient of variation : CV)で表わす．つまり，

$$CV = \sigma / m \qquad \cdots\cdots\cdots (3)$$

ここで，σは標準偏差，mは信号の平均値である[1)]．

1方向あたりの投影データの計数値（projection count）と再構成画像の計数値(reconstruction count)の関係を，収集方向数をパラメータとしてFig.10に示す．これは円柱ファントムを用いて調べた結果であるが，1方向あたりの計数値と収集方向数の積が等しければ，再構成画像の計数値は等しくなる．例えば，1方向あたりの計数値が50(count/pixel)で収集方向数が64の場合と1方向あたりの計数値が100(count/pixel)で収集方向数が32の場合では，再構成された画像の計数値は，どちらも約40(count/pixel)で等しい．この時，両収集方法の総収集時間は検出器回転移動に必要な時間（この間，データ収集は行なわれない）を無視すれば等しくなる．また，1方向あ

たりの計数値とその収集時間は比例関係にあるので，再構成画像の計数値は総データ収集時間に比例する．

再構成画像の計数値と CV 値の関係を Fig.11 に示す．計数値が多い，つまり収集時間が長いほど CV 値は低値となりノイズは減少する．また，全体的傾向として，フィルタ補正逆投影法より OS-EM 法が CV 値は低値である．計数値（つまり収集時間）が同じならば，フィルタ逆投影法より OS-EM 法がノイズは約 20～25%少ない．これは，同じノイズレベルの画像を得るならば，OS-EM 法を用いれば収集時間の短縮が可能であることを示している．収集方向数 16 の OS-EM 法の CV 値は，極端に低値であり，いわゆる“はずれ値”である．この理由は，OS-EM 法における subset の値が 8 なので，1 つの subset に振り分けられる投影データの方向数は 2 となる．従って，収集方向数２という非常に少ない方向数で再構成が行われているため，iteration=4 では十分に収束せずボケた画像となるためと思われる．

以上，放射線画像系の物理的特性である３つの要素，空間分解能，コントラスト，ノイズについて調査した．

3-1-2 SNR (signal to noise ratio)

放射線画像系の性能は，3 つの要素で表わされることはすでに述べたが，これらは互いに trade-off の関係にある．系の特性を総合的に評価する指標の一つとして SNR(signal to noise ratio)がある．これは，電気通信系で用いられるのと類

似の概念で，被検体がどの程度良好に観察できるかを表わす．SNR は，信号をノイズで除したもので，次のように定義される．

$$SNR=(D_2-D_1)/\sigma \quad \cdots\cdots\cdots (4)$$

ここで，D_1 は信号強度，D_2 はバックグラウンドの信号強度，σは信号の標準偏差である[8]．

本研究で SNR を測定するために，次のような測定系を考案した．直径約 20cm の円柱容器内中央部に直径約 8cm の円柱容器を配置した．まず，中央部容器に ^{99m}Tc 水溶液を入れた．中央部容器以外の部分は，中央部の約 1/2 の放射能濃度の ^{99m}Tc で満たした．ここでは，中央部が信号部分（陽性信号），その周辺がバックグラウンドとなる．SPECT では，信号は陽性信号ばかりでなく陰性信号の場合もある．例えば，脳血流 SPECT では，癲癇の焦点部分は高血流となり陽性像となるが，脳梗塞部位では陰性信号となる．そこで，信号部分である中央部の放射能濃度を周囲の約 1/2 にした場合（陰性信号）も調査した．式(5)を用いて計算した SNR と収集方向数の関係を Fig.12 に示す．フィルタ補正逆投影法，OS-EM 法とも収集方向数が減少すると陽性信号，陰性信号とも SNR は低値となる．陽性信号と陰性信号の平均 SNR で比較すると，常に OS-EM 法の方がフィルタ補正逆投影法よりすぐれている．

以上，前述の物理的評価の結果をまとめたものを Table 1 に示す．

3-2 サーストンの一対比較法による視覚的評価

SPECT 画像の画質を評価するために，前述の空間分解能，コントラスト，ノイズ，そして SNR を調査した．しかし，画像の最終的な評価は，人間（観察者）の感覚で行われるので，視覚的評価（あるいは主観的評価，心理的評価）も必要である．これは，物理的評価では，人間の認識・情緒を把えることができないからである．視覚的評価にはいくつかの方法があるが，ここでは統計的官能検査法であるサーストンの一対比較法を用いた[13]．

サーストンの方法では，ある刺激をもつ n 個の試料を比較しようとするとき，n 個から 2 個ずつ取り出して観察者に提示する．観察者は，対にされた 2 個の試料をある一定の観点から比較判断し，両者に優劣をつける．その判断は，二範疇で行われ，試料間の優劣の差の大きさは無視される．全体で ${}_nC_2=n(n-1)/2$ 組の結果を総合して，個々の試料の心理学的尺度値が求められ，試料の刺激を数値化（尺度化）することができる．

サーストンは，比較判断には誤差が伴うものとして，これを確率的なものと考えた．つまり，観察者に刺激 S_j と S_k を観察させたとき，S_j に対する観察者の時刻 t での知覚反応を R_{jt} とすると R_{jt} は時刻 t の変化に伴い一定ではなく確率的に変動する．サーストンはその分布を平均値が R_j，標準偏差が σ_j の正規分布に従うものとした．S_k についても同様である．R 尺度上で $R_j > R_k$ であれば，正規分布する二つの変数の差もまた正規分布するから，R_j-R_k も正規分布に従い，

$$R_j - R_k = Z_{jk}\sqrt{\sigma_j^{\,2} + \sigma_k^{\,2} - 2r_{jk}\sigma_j\sigma_k} \qquad \cdots\cdots\cdots (5)$$

となる．ここで，

R_j，R_k：刺激 S_j と S_k に与えられた心理学的知覚反応の平均値

Z_{jk}：$R_j > R_k$ となる確率 $p(R_{j>k})$のときの単位正規分布のからの偏差率

σ_j，σ_k：分布 R_{jt} と R_{kt} のそれぞれの標準偏差

r_{jk}：R_{jt} と R_{kt} との間の相関係数

(5)式がサーストンの比較判断の法則に基づく公式である．実験的に確率 $p(R_j > R_k)$を求めて Z_{jk} を得る．

視覚評価に用いた試料は，脳ファントムを用いて 6 種類作成した．(Table 2) 投影データが 1 方向あたり平均 100count/pixel となるように収集時間を調整した．収集方向数は 32，48，64 で，収集した投影データは，フィルタ補正逆投影法，および OS-EM 法で再構成した．このとき，吸収補正や散乱線補正は行なわなかった．フィルタ補正逆投影法では，前処理フィルタとして Butterworth（遮断周波数 0.50cycle/cm）を，OS-EM 法では，後処理フィルタとして同じく Butterworth（遮断周波数 0.50cycle/cm）を用いた．総収集時間は，収集方向数 64 を基準収集時間 1 とすると，収集方向数 48 は総収集時間 3/4,収集方向数 32 では総収集時間 1/2 となる．（簡単のため検出器の移動時間は無視した.）これら作成した試料の例を Fig.13 に示す．これら 6 種類の画像は，レーザーイメージャー（Fuji FM-DPL）を用いてフィルム(Fuji DI-ALc)に出力してシャウカステン上で観察した．観察者は診

療放射線技師 9 名で，のべ観察回数は 14 回である．観察を始める前に，観察者に各再構成方法，および脳ファントム画像の構造について説明した．そして，2 種類の画像をランダムに提示し，脳 SPECT 画像としてよりよい（適切）と思われる画像を選択するように指示した．Z_{jk} から各対象の選好尺度値を得る．これらは，間隔尺度なので，最も高値なものを 100，最も低値なものを 0 と数値変換した．これらの結果を Fig.14 に示す．最も評価の高かったのは 64 方向の OS-EM 法（尺度値 100）で，64 方向のフィルタ補正逆投影法も尺度値 99 でほぼ同等の評価であった．次に，48 方向のフィルタ補正逆投影法が尺度値 93 で，48 方向の OS-EM 法は尺度値 65 であった．次に，32 方向の OS-EM 法の尺度値が 65 で，最も評価の低かったのは，尺度値 0 である 32 方向のフィルタ補正逆投影法であった．つまり，総収集時間を 3/4 に短縮する場合では，フィルタ補正逆投影法がよく，1/2 にまで短縮する場合では，OS-EM 法がよいという結果となった．尚，これら得られた尺度値のデータの内的整合性に問題はなかった．

3-3　SNR と一対比較法の尺度値の関係

3-2-1 で求めた物理的評価の指標である SNR と，3-2 で求めた視覚的評価の指標である一対比較法の尺度値の関係を調べた．ここで SNR の値は，陽性信号と陰性信号の SNR の値の平均値を用いた．その結果を Fig.15 に示す．SNR と一対比較法の尺度値の間には，強い正の相関関係があり，SNR が高いほど

一対比較法の尺度値が高い．しかしながらフィルタ補正逆投影法と OS-EM 法とでは，その傾向が異なる．特に，フィルタ補正逆投影法の 64 方向と 48 方向の一対比較法の尺度値が SNR 値に対して非常に高値である．これは，収集方向数がある程度あれば（つまり，48 方向以上），OS-EM 法よりもフィルタ補正逆投影法で再構成された画像が観察者に好まれる傾向があることが示唆される．

第 4 章　収集方向数減少にともなう画像の変化

4-1 ストリーク・フリーエリア (streak free area)

Bieszk ら [5]によれば，再構成されたデータの周辺にはストリーク・アーチファクトのない領域，すなわちストリーク・フリーエリアが存在し，収集方向数(N)との間に次のような関係がある．

$$N=2\pi RV_m \quad \cdots\cdots\cdots (6)$$

ここで，R はストリーク・アーチファクトの存在しない再構成画像領域の半径，V_m は再構成画像の最高空間周波数である．従って，必要とされる収集方向数は，被検体の大きさと再構成しようとする被検体画像の空間周波数に依存する．例えば，脳血流 SPECT では R=14(cm)，再構成に用いる Butterworth フィルタの遮断周波数から，V_m=0.50(cycle/cm)とすれば，N　44 となる．また，体幹部 SPECT では R=20(cm)，V_m=0.45(cycle/cm)とすれば，N　50 となる．ここで得られる，収集方向数は，式

（1）より得られる値よりはるかに少なく，一般に臨床で用いられている方向数 64 よりわずかに少ない．しかし，式(6)から高分解能な撮像系であればあるほど，必要とされる収集方向数は多くなることに注意を要する．つまり，空間分解能の悪い装置ほど収集方向数減少の可能が示唆される．

Fig.3 に示す線状線源では，線源の周辺にはストリーク・フリーエリアが観察される．線状線源を含むX方向のプロファイルカーブを Fig.16 に示す．この領域は，収集方向数 16 では非常に狭く，収集方向 32 では少し拡大する．収集方向 48 と 64 では，ストリーク・フリーエリアはさらに広がり，両者の違いはあまりないように思われる．この領域の範囲は，式(6)から得られる結果とほぼ一致する．

4-2 臓器内およびその周辺におけるアーチファクト

収集方向数が減少すると，再構成画像はどのように変化するのかを脳ファントム画像を用いて調べた．特に，臓器部でのストリーク・アーチファクト発生のようすを調べるために，側頭部に欠損部を作成した．収集方向数 64 で収集したときの再構成画像を基準として，収集方向数 32 と 16 方向の画像を正規化して差分画像（subtraction image）を作成した．これらの結果を Fig.17 に示す．フィルタ補正逆投影法では，脳周辺部にストリーク・アーチファクトによると思われる線状のアーチファクトがみられる．また，脳内部にも線状，あるいは点状のアーチファクトがみられる．16-64 方向の差分画像では，32-64

方向の差分画像よりアーチファクトは少ないが，線状のアーチファクトが目立つ．側頭部の設けた欠損部には，明らかなアーチファクトはみられない．また，収集方向が減れば減るほどアーチファクトは増えると予測されるが，差分画像では，その傾向は明らかではない．１つの線源から生じるストリーク・アーチファクトのようすは，4-1 で検討した．線源の近傍にはストリーク・アーチファクトは存在しない．だが，脳ファントムや実際の被検体は，点線源の集合体とみなすことができるので，アーチファクトのようすは単純ではないと思われる．しかしながら，収集方向 16 の画像では，前頭部中央に欠損部位が発生しているし，脳内部の画像歪みも明らかである．

一方，OS-EM 法では，脳周辺部にはアーチファクトはほとんどみられない．また，脳内部に存在するアーチファクトは収集方向数に関係ないように思われる．しかし，側頭部の欠損部位にはわずかな信号の増加がみられる．それにもかかわらず，OS-EM 法は収集方向数の減少に対して，安定した良好な画像を提供する能力が高いことが示唆される．

4-3 画像歪

投影データから断面像を再構成するとき，収集方向数が少なくなると画像歪を生じる．これは，投影データを再構成しようとする画素に逆投影するとき，必ずしも逆投影するデータが画素に一致するとは限らない．このような場合は，その画素に最も近い 2 つの投影データを用いてデータを補間してその画

素の値とする[14]．従って，収集方向数が不十分な場合，補間して得た値が不正確な値となり，画像歪の原因となる．Fig.18は，収集方向数を変化させて，同心円状のファントムを撮像したものである．フィルタ補正逆投影法では，収集方向数 32 以下ではストリーク・アーチファクトが増えるばかりでなく，多角形状になってくる．OS-EM 法では収集方向数 16 でわずかに画像歪がみられはじめ，収集方向数 4 では歪が明らかとなる．（ただし，収集方向数 4 においては，ML-EM 法で再構成した．）Fig.6 では，64 方向で収集したデータでも subset 数が多い 32 において，画像歪みがみられる．特に iteration 数が少ない場合，明らかである．これは，1 つの subset に割り振られる投影データの数が非常に少なくなるためであると思われる．例えば，64 方向の投影データを subset を 8 とすれば，8 方向のデータセットを用いて再構成が行なわれるが，subset を 16 とすればわずか 4 方向のデータセットから再構成することになる．iteration 数を多くすればある程度画像歪みは改善される傾向がみられる．

4-4 OS-EM 法における subset 数と iteration 数の問題

OS-EM 法において用いられる subset 数と iteration 数はどのような値が適正なのであろうか．多くの施設では，従来から用いられているフィルタ補正逆投影法の画像と見比べて視覚的に判断して，これらのパラメータを経験的に決めている．あるいは，装置メーカの推奨する値をそのまま用いる場合もある．

定説はないが，subset 数と iteration 数の積が 10 から 40 程度は必要であると経験的にいわれている．しかしながら，本研究のように，収集方向数を変化させる場合であると，subset 数よりもむしろ 1 つの subset に含まれる方向数が重要となる．一方，iteration 数は，多ければ多いほどよいというものではなく，多ければ当然計算時間も長くなる．従って，何回で逐次近似の繰り返し計算を止めるかが問題となる．これらは全く経験的に行われている．

第 5 章　まとめ

SPECT において，撮像時間を短縮させる目的のために収集方向数を減少させた場合，フィルタ補正逆投影法と OS-EM 法を用いた再構成画像でどのような変化が生じるのか調査した．

物理的評価において，空間分解能は両再構成法とも収集方向数の減少により変化しない．FWHM は OS-EM 法の方が低値で空間分解能がよい傾向にあるが，フィルタ補正逆投影法とくらべて統計的な有意差は認められない．FWTM においては，OS-EM 法の方が低値で空間分解能がよく，統計的に有意差が認められる場合がある．コントラストは，脳ファントムを用いた場合，フィルタ補正逆投影法では収集方向数の減少により変化するが，OS-EM 法ではほとんど変化しない．また，収集方向数 16 以外では，OS-EM 法（subset=8，iteration=4 の場合）の方が高コントラストである，ノイズ特性は，収集方向数ではなく，計数値（総収集時間）に依存する．OS-EM 法の方がノ

イズは約 20～25%程度フィルタ補正逆投影法より少ない．物理的評価の総合的尺度としての SNR は，両再構成法とも収集方向数が減少すると低下するが，OS-EM 法の方がフィルタ補正逆投影法より常に良好である．

脳ファントムを用いてサーストンの一対比較法により視覚評価を行なった．一対比較法による視覚評価では，収集方向数 64 の OS-EM 法とフィルタ補正逆投影法がほぼ同等で最もよい評価（尺度値 100）を得た．次によかったのは，収集方向数 48（すなわち収集時間は 64 方向の 3/4）のフィルタ補正逆投影法（尺度値 93）であった．同じ収集方向数の OS-EM 法は尺度値 65 であった．収集時間が 64 方向の 1/2 である 32 方向はでは，OS-EM 法が尺度値 41 でよく，最も評価の悪かったのは尺度値 0 のフィルタ補正逆投影法であった．つまり，収集時間が現状の状態では，OS-EM 法，フィルタ補正逆投影法とも同等の評価であり，収集時間を 3/4 に減少させるとフィルタ補正逆投影法が，1/2 に収集時間を減少させると OS-EM 法が有利となる．

物理的評価では，OS-EM 法は全般によい評価であったが，視覚評価では必ずしもよい評価ではなかった．これら両者の不一致はよく経験することである．また，視覚評価から得られた結果は，脳ファントム画像から得られた結果であるので，他の検査部位の画像（心筋 SPECT や腫瘍 SPECT 等）にそのまま結果を適用するには注意を要する．

第 6 章　今後の課題

物理的評価から，OS-EM 法を用いて収集方向数を減少させることにより撮像時間短縮の可能性が示唆されたが，視覚的評価では，その可能性は少ないように思われた．つまり，収集方向数を 64 から減少したものはどれも評価が低い．言い換えれば，現状のデータ収集時間は，臨床的に用いることのできる最低限の画質しか提供できていないということになり，今以上の収集時間短縮は困難であることを示している．しかしながら，官能検査である一対比較法では，画像の“好ましさ”が評価されている．臨床診断において，病巣（信号）を検出するという一連の診断行為において，この“好ましい”画像が，必ずしも“病巣を検出する能力”がすぐれているとは限らないと思われる．この“病巣を検出する能力”を評価しようとすれば，信号検出論からのアプローチ，つまり有病正診率（感度）や無病正診率（特異度），あるいは ROC (receiver operating characteristic)解析等が必要となるであろう．

OS-EM 法はストリーク・アーチファクトの発生がなく，ノイズ特性も良好なので，収集時間短縮の潜在的な能力は十分備わっていると思われる．

謝辞

本研究を行なうにあたり，多くの助言や協力をいただいた日本放射線技術学会中国四国部会核医学研究会（核医学夢工房）の会員諸兄に深謝いたします．また，視覚評価に快く協力

していただいた香川労災病院放射線科の諸兄に感謝いたします.

参考文献

[1] 日本放射線技術学会：核医学検査技術学，オーム社，(2002).

[2] 日本核医学技術学会：最新核医学検査技術，メディカルトリビューン，(2001).

[3] 日本エムイー学会編：核医学イメージング，コロナ社，(2001)

[4] S. Larsson, A. Israelsson：Consideration on system design, implementation and computer processing in SPECT, IEEE Transactions on nuclear science, 1221-1342, NS-29 (4), (1982)

[5] J. A. Bieszk, E. G. Hawman：Evaluation of SPECT Angular Sampling Effects - Continuous Versus Step-and-Shoot Acquisition-, The Journal of Nuclear Medicine, 28, 1308-1314, (1987)

.

[6] Zong Jian Cao, Lawrence E. Holder and Charles C. Chen：Optimal Number of Views in 360° SPECT Imaging: J Nucl Med 37:1740-1744, (1996)

[7] 横井孝司：OS-EM (ordered subsets-expectation maximization) 法による画像再構成．日本放射線技術学会雑誌，57(5)，523-529，(2001)

[8] Bruce H. Hasegawa：The physics of MEDICAL X-RAY IMAGING，MEDICAL PHYSICS PUBLISHING，Wisconsin，(1991)

[9] 日本放射線技術学会核医学分科会：SPECT 画像技術の基礎，78-79，日本放射線技術学会出版局，(2001)

[10] Peter M. Joseph, Raymond A. Schultz：View sampling requirements in fan beam computed tomography : Med. Phys. 7(6) : 692-702, (1980)

[12] 脳ファントム取扱説明書，京都科学

[13] 佐藤信：統計的官能検査法，271-280，日科技連，(2002)

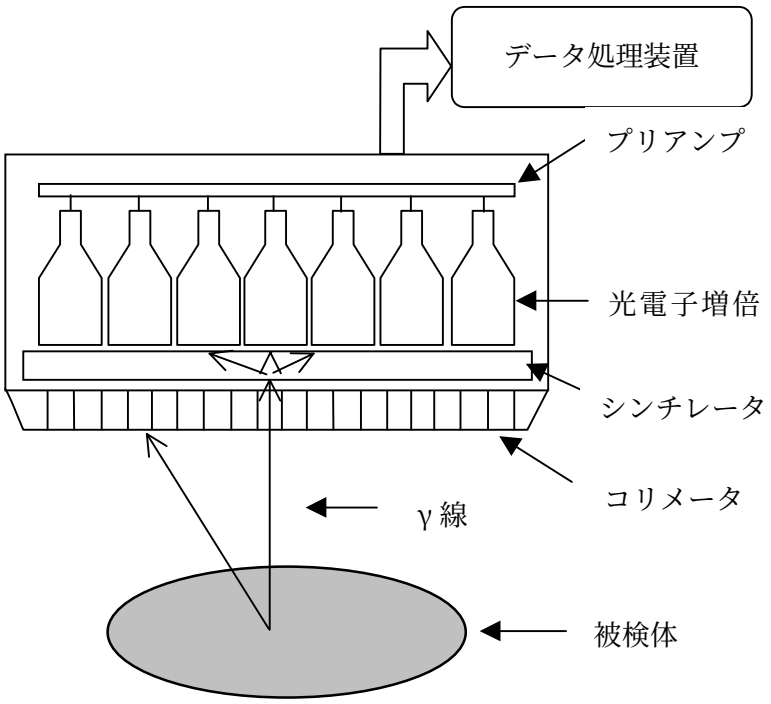
[14] 久田欣一：SPECT の臨床，7-28，金原出版，(1990)

Table 1 フィルタ補正逆投影 (FBP) 法とOS-EM法の物理特性の.

再構成方法	FBP法		OS-EM法
空間分解能	収集方向数に依存しない		
	○	≦	◎
コントラスト	収集方向数に依存しない （16方向のみ高値）		
	○	＜	◎ (subset=8 iteration=4のとき)
ノイズ	総収集時間に依存		
	○	＜	◎
SNR	収集方向数が多いほど良好		
	○	＜	◎

Table 2 作成した6種類の試料

Sample	再構成法	View数	相対的収集時間
A	FPP	64	1
B	FBP	48	3/4
C	FBP	32	1/2
D	OS-EM	64	1
E	OS-EM	48	3/4
F	OS-EM	32	1/2



(a)

(b)

Fig.1 (a) シンチレーションカメラの基本的な構造. (b) シンチカメラ回転型 SPECT 装置で脳血流検査を行なっているところ.

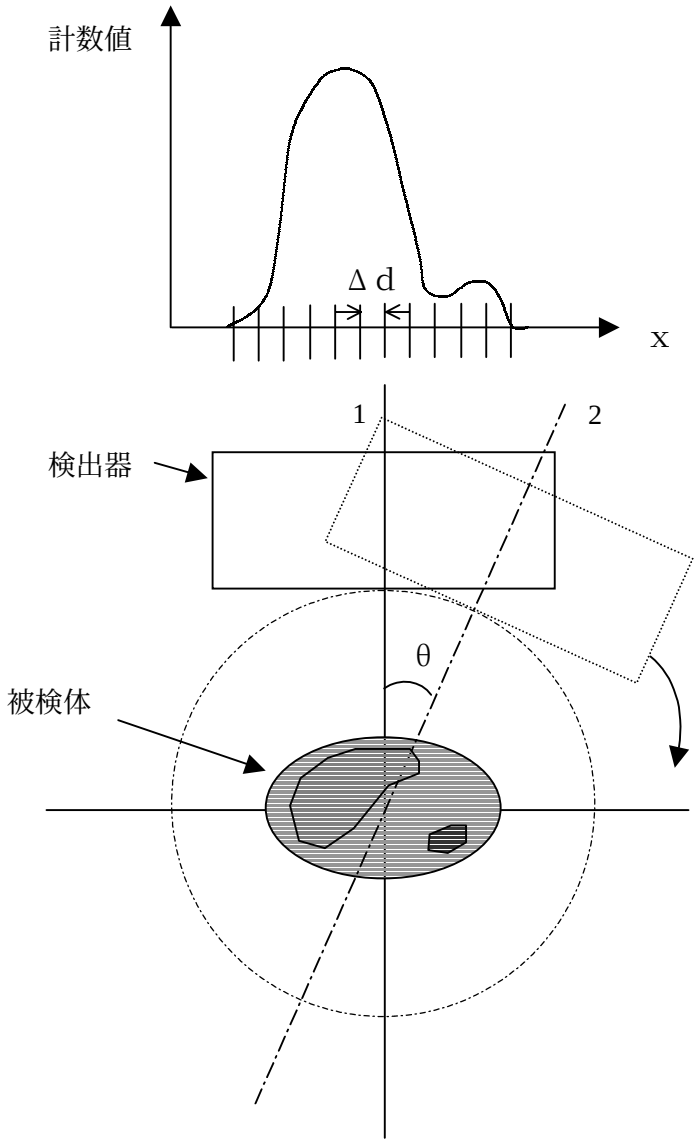
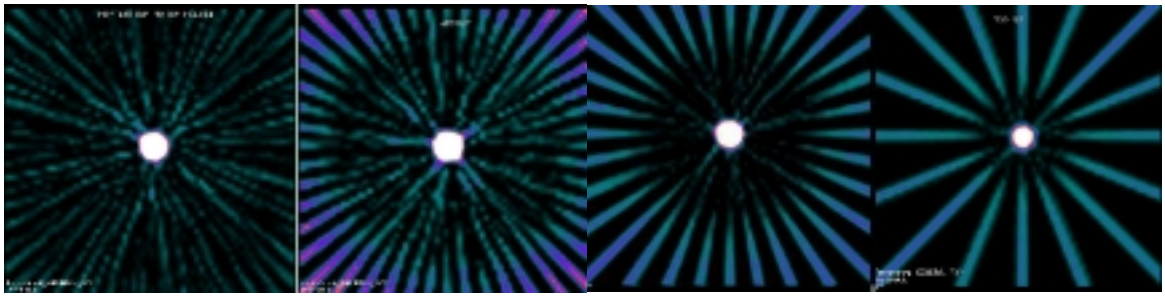
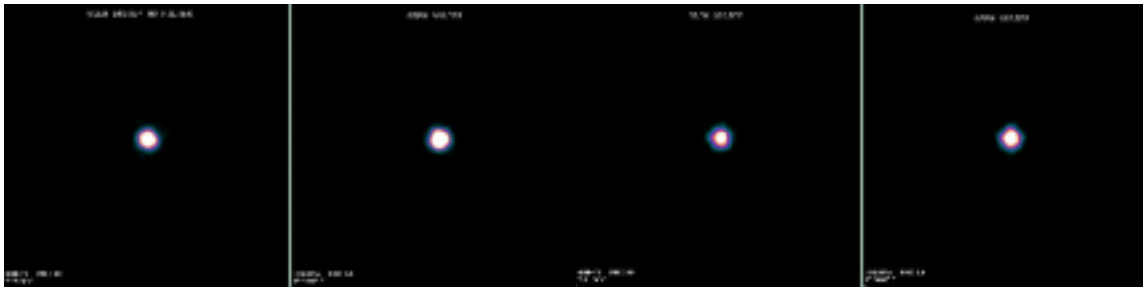


Fig.2　SPECT（シンチレーションカメラ回転型）におけるデータ収集．被検体から放出したγ線は，まず 1 の位置で投影データが収集される．この投影データを上側に示す．Δd は，サンプリング間隔（pixel 寸法）である．
次にθだけ検出器が回転移動し，2 の位置に移動しデータ収集が行なわれる．この動作を繰り返し，被検体の周囲 360 度のデータが収集される．



(a) (b) (c) (d)



(e) (f) (g) (h)

Fig.3 線状線源を収集方向数を変えて撮像し，フィルタ補正逆投影法（上段）と OS-EM 法（下段）で再構成した．(a)と（e）は 64 方向，(b)と(f)は 48 方向，(c)と(g)は 32 方向，(d)と(h)は 16 方向である．

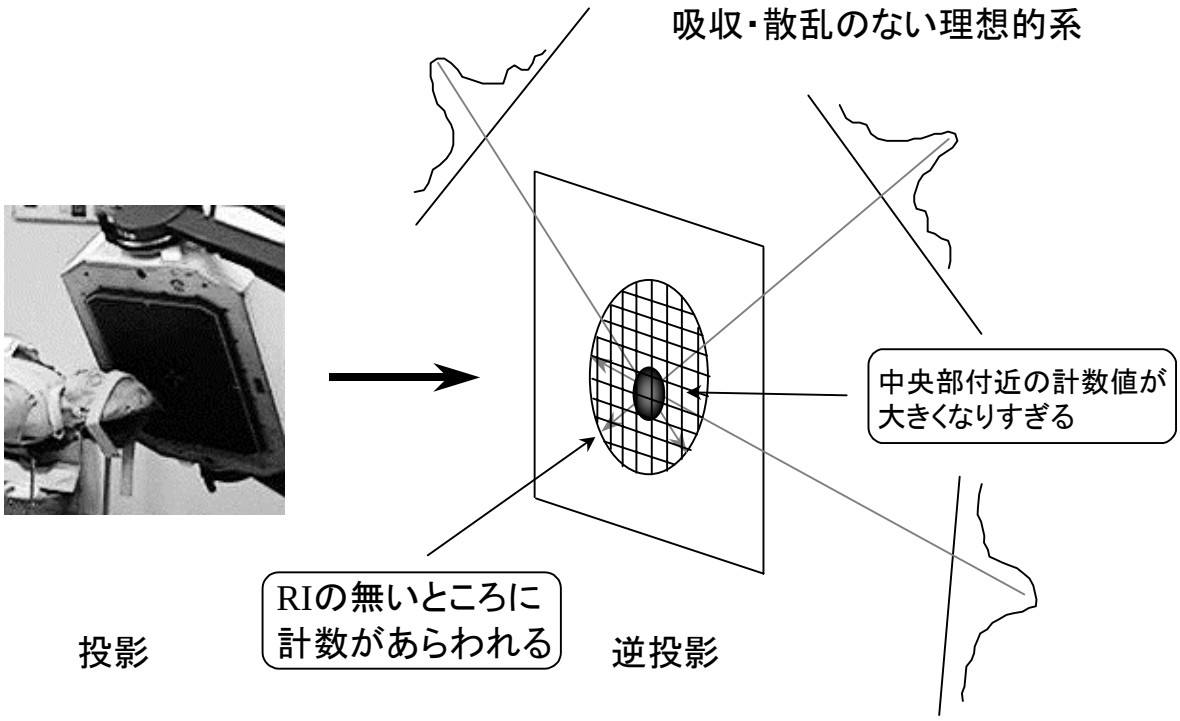


Fig.4 投影と逆投影．左図は，脳 SPECT を撮像しているところ．

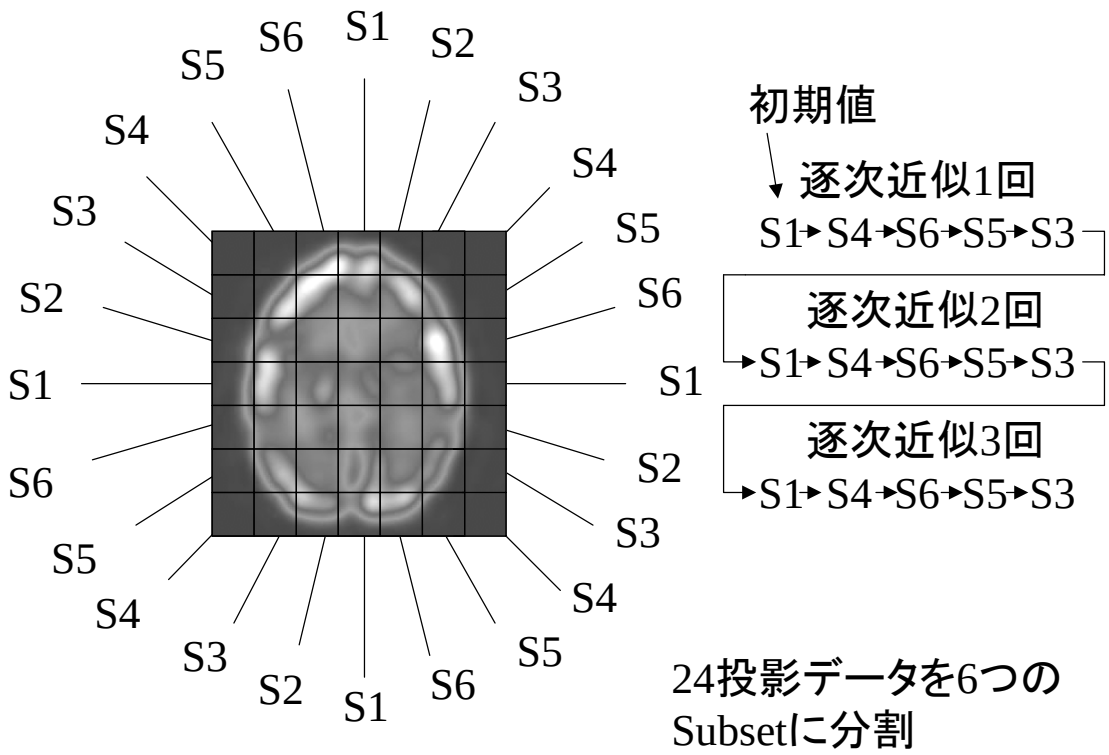


Fig.5 OS-EM 法における subset 数と iteration 数の例

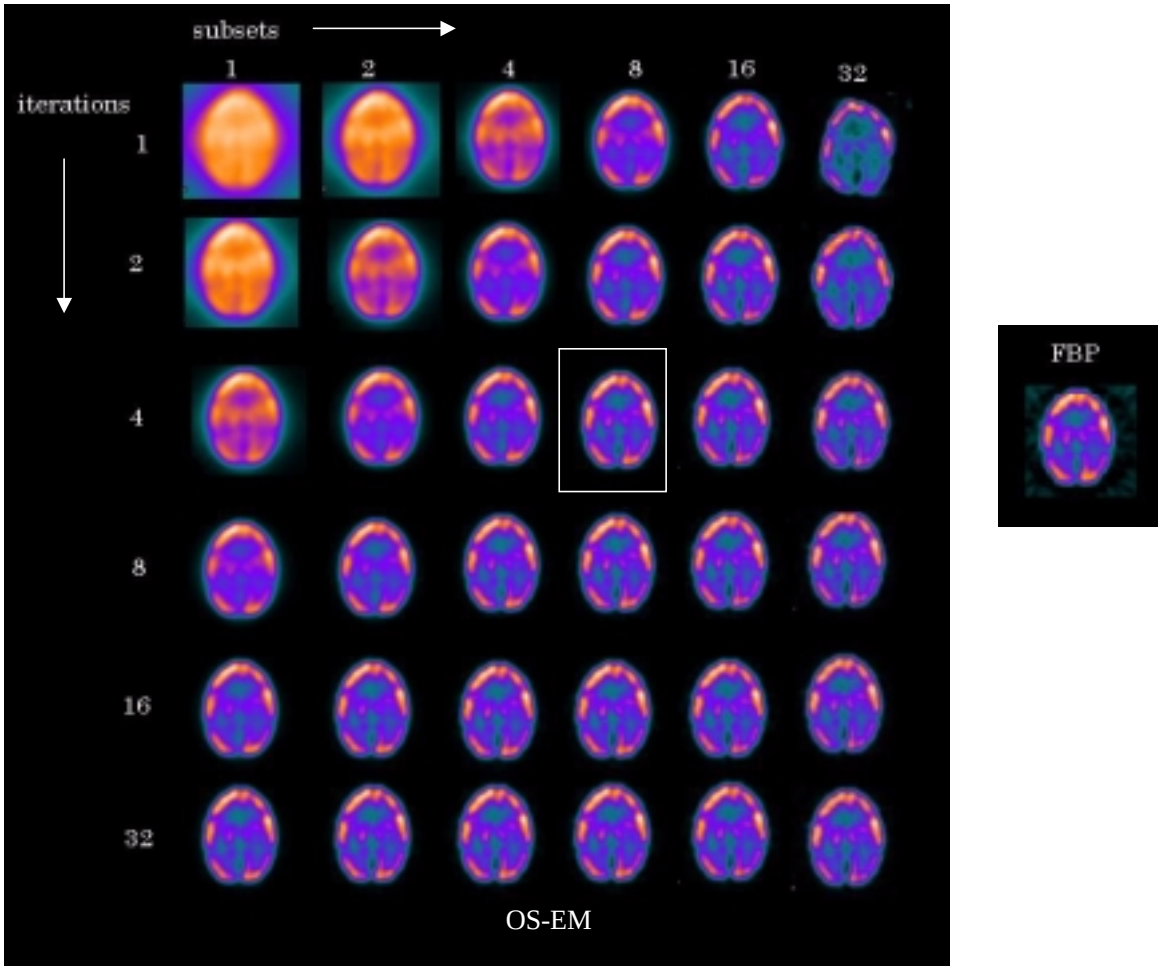
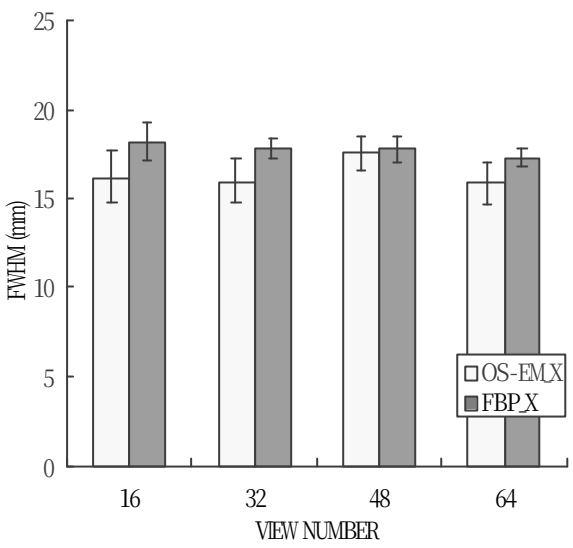
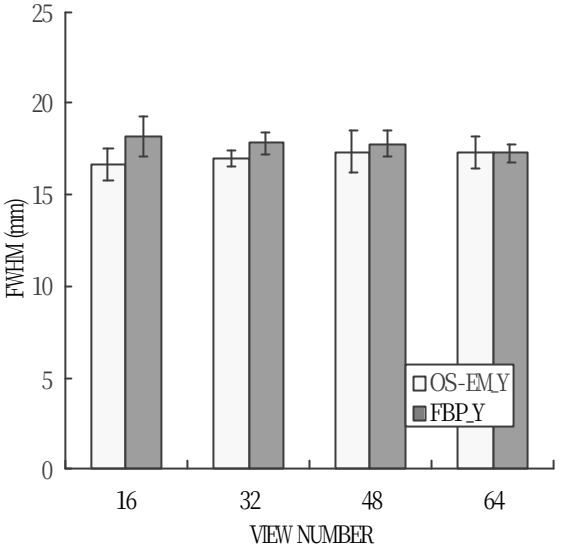


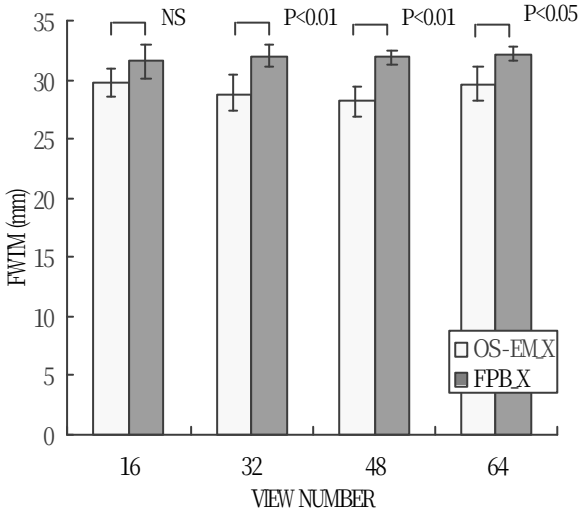
Fig.6 脳 SPECT 画像における subset と iteration の組合せによる画像の変化．収集方向数は 64 である．視覚的に subset=8，iteration=4 の組合わせが，フィルタ補正逆投影法(FBP)とほぼ同等の画像となった．OS-EM 法において，subset や iteration の値が大きくなればなるほど再構成に要する時間は長くなる．



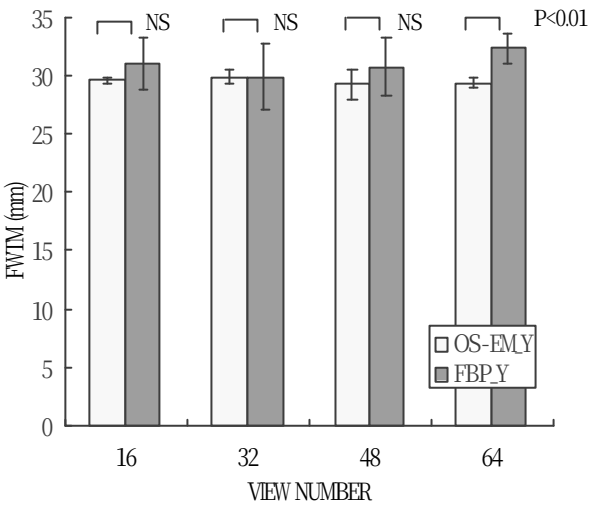
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig.7 **収集方向数と空間分解能の関係.** FBP 法および OS-EM 法について X 方向と Y 方向について測定した. (a) X 方向の FWHM, (b) Y 方向の FWHM, (c) X 方向の FWTM, (d) Y 方向の FWTM

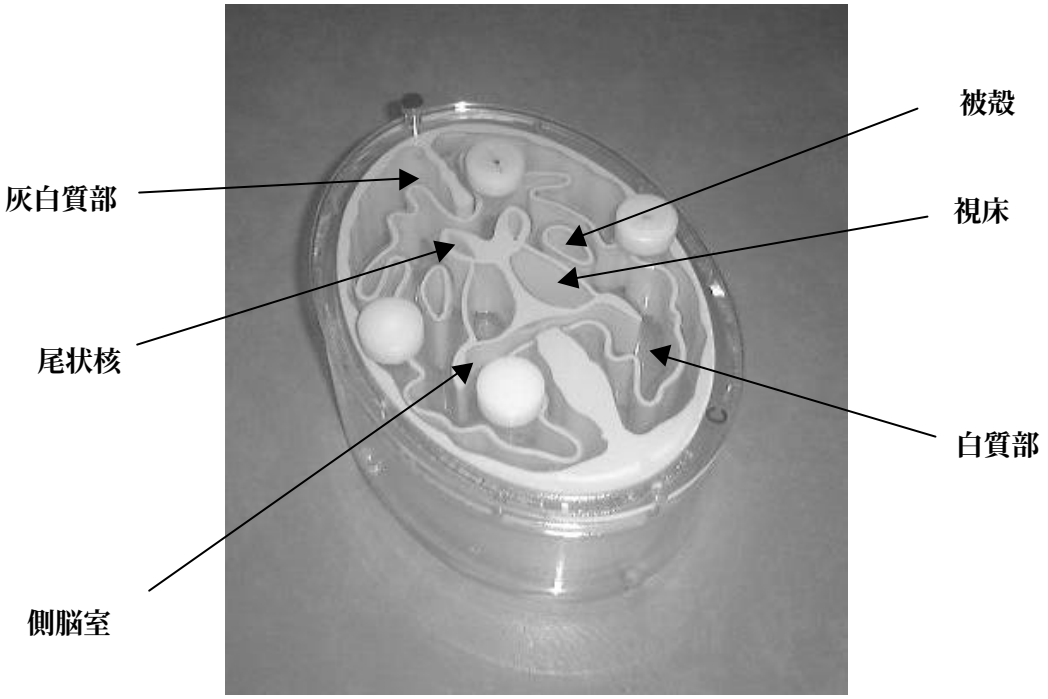
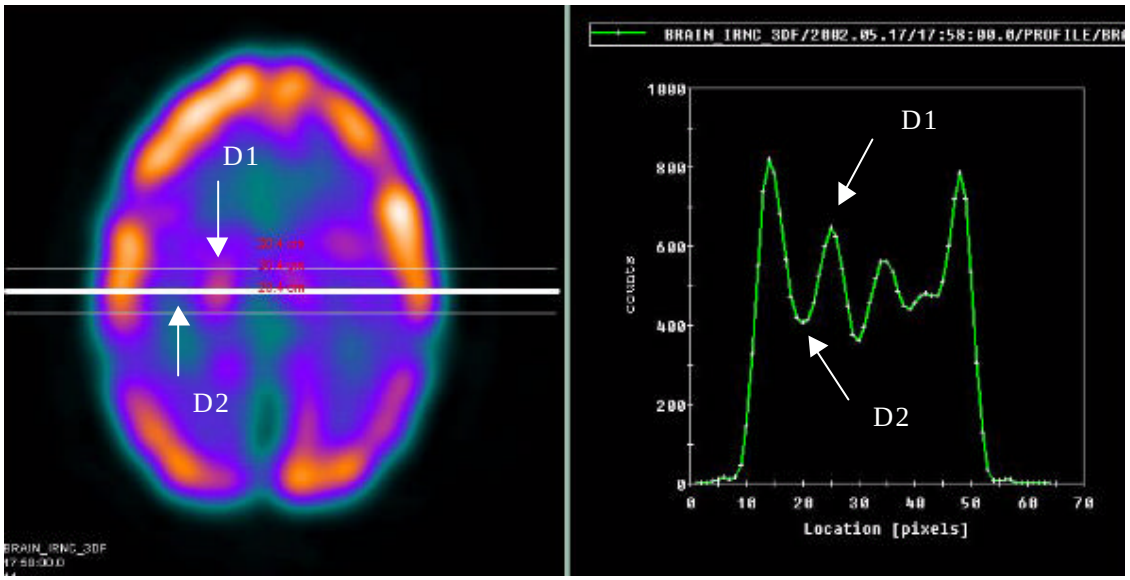
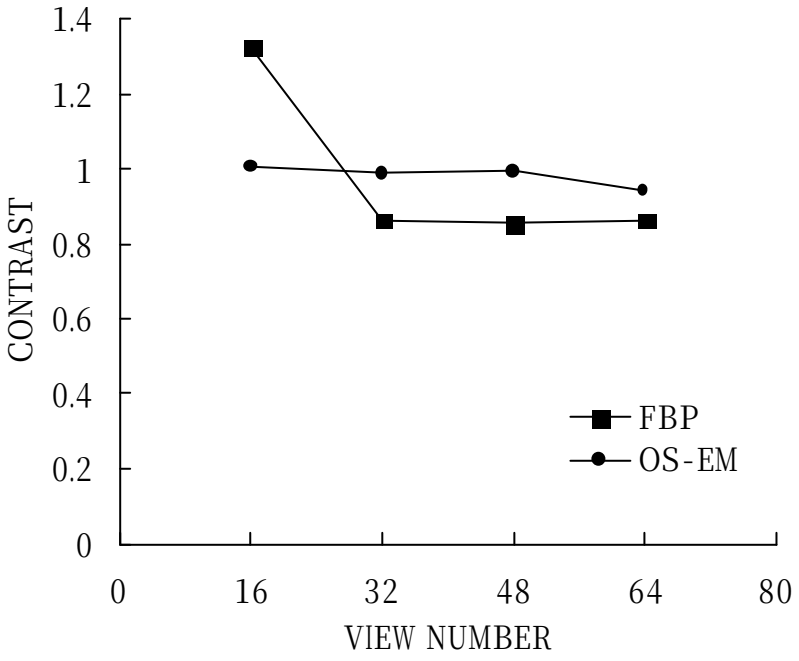


Fig.8 SPECT 用脳ファントム（京都科学製 IB-10 型）　楕円形で，長径 204mm，短径 152mm，高さ 70mm である．



(a) (b)



(c)

Fig.9 (a) 脳ファントムの再構成画像 (b) プロファイルカーブの例
(c) 脳ファントム内 5 箇所の平均コントラスト

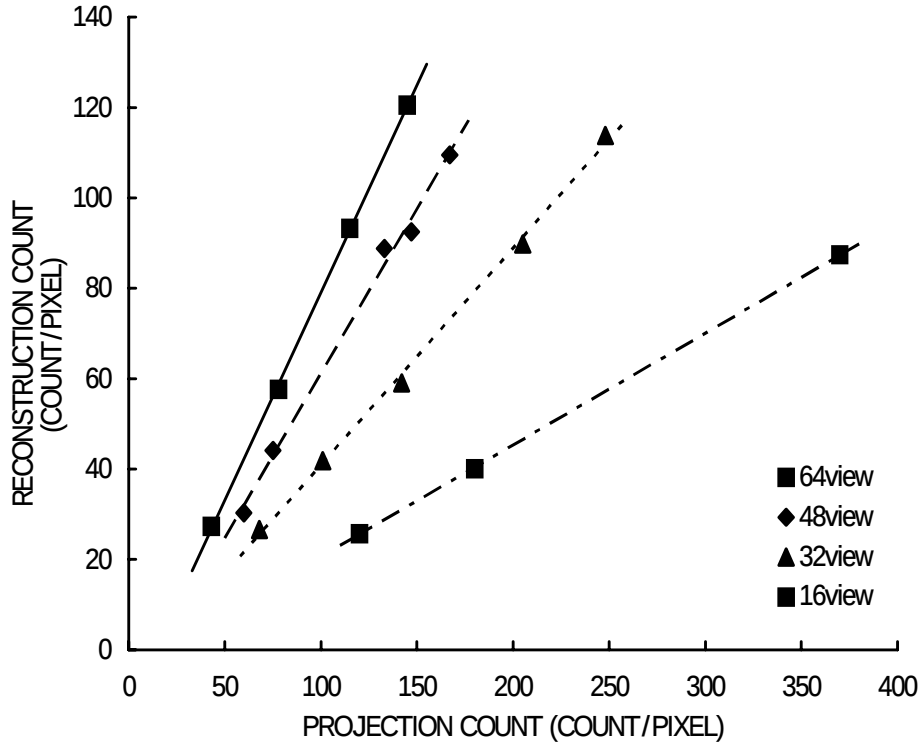


Fig.10 投影データの計数値 (projection count)と再構成画像の計数値 (reconstruction count)の関係

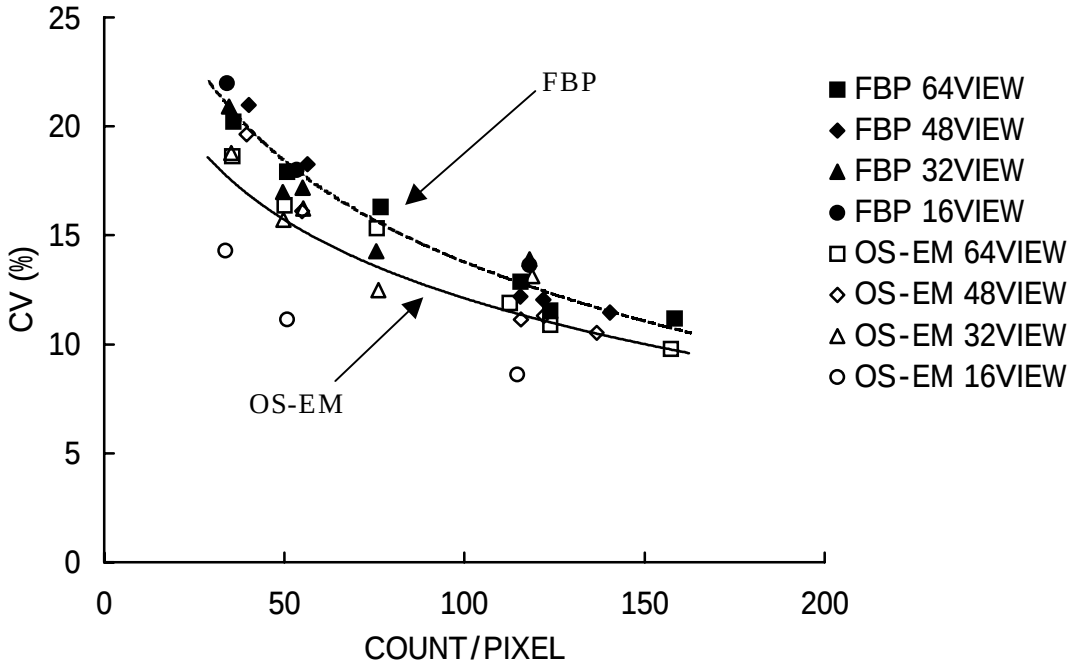
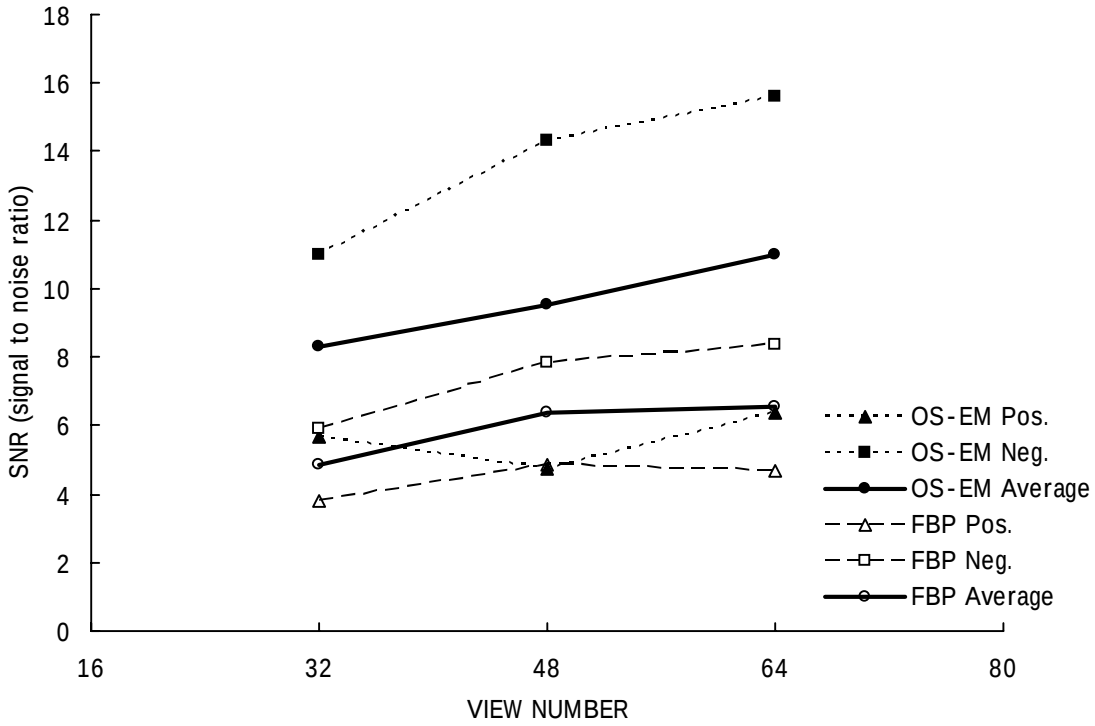


Fig.11　フィルタ補正逆投影(FBP)法および OS-EM 法における再構成画像の計数値と CV 値の関係



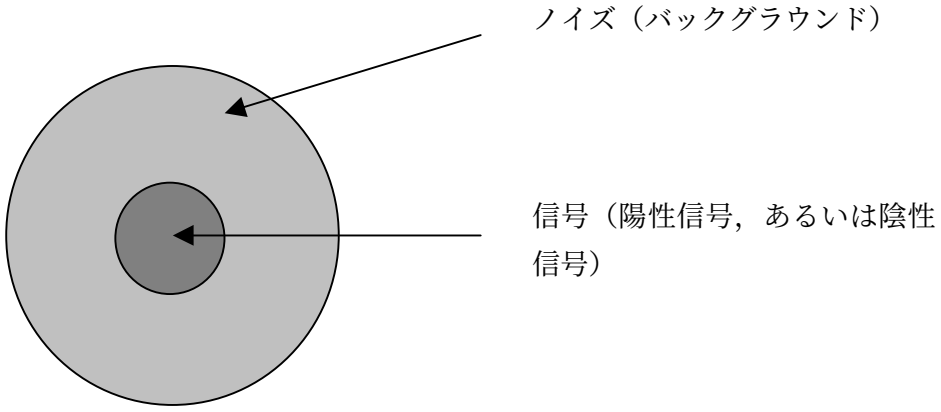
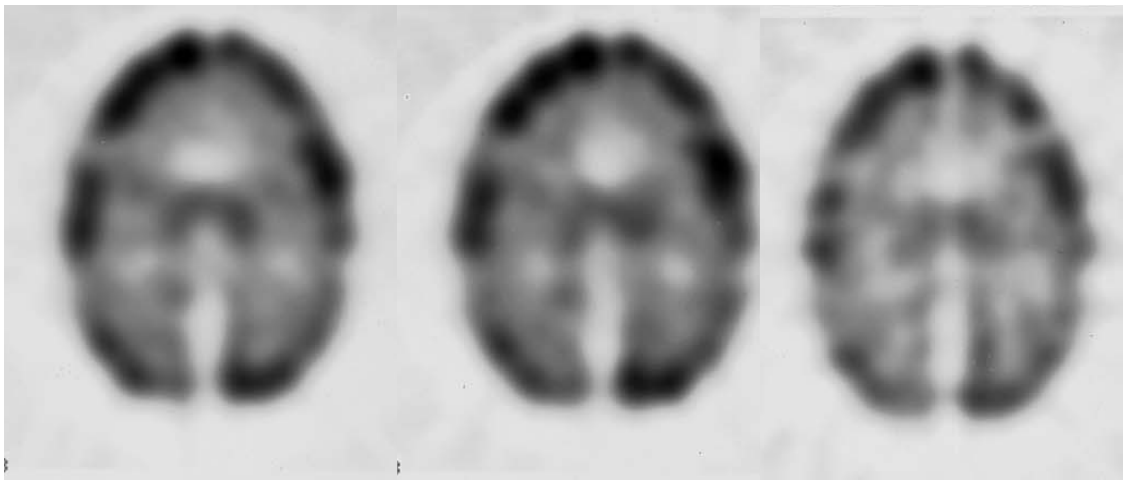
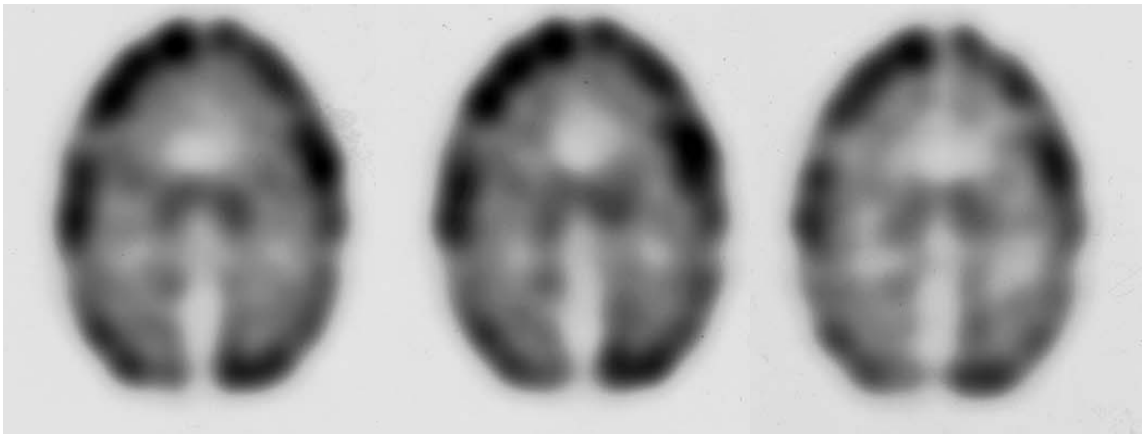


Fig.12 上側：収集方向数と SNR の関係．陽性信号 (positive)と陰性信号 (negative)について調べた．両信号の平均 SNR を実線で示す．収集方向数 64 の収集時間を 1 とすると，48 方向では 3/4，32 方向では 1/2 となる．
下側：測定に用いた円柱ファントム．中央部の円柱部分を信号，周辺部をノイズとした．外径は約 20cm，内径は約 10cm である．



(A) (B) (C)



(D) (E) (F)

Fig.13 一対比較法に用いた脳ファントム SPECT 画像. (A), (B), (C) はそれぞれフィルタ補正逆投影法で再構成した 64 方向，48 方向，32 方向のデータである．同様に，(D), (E), (F) はそれぞれ OS-EM 法で再構成した 64 方向，48 方向，32 方向の画像である．

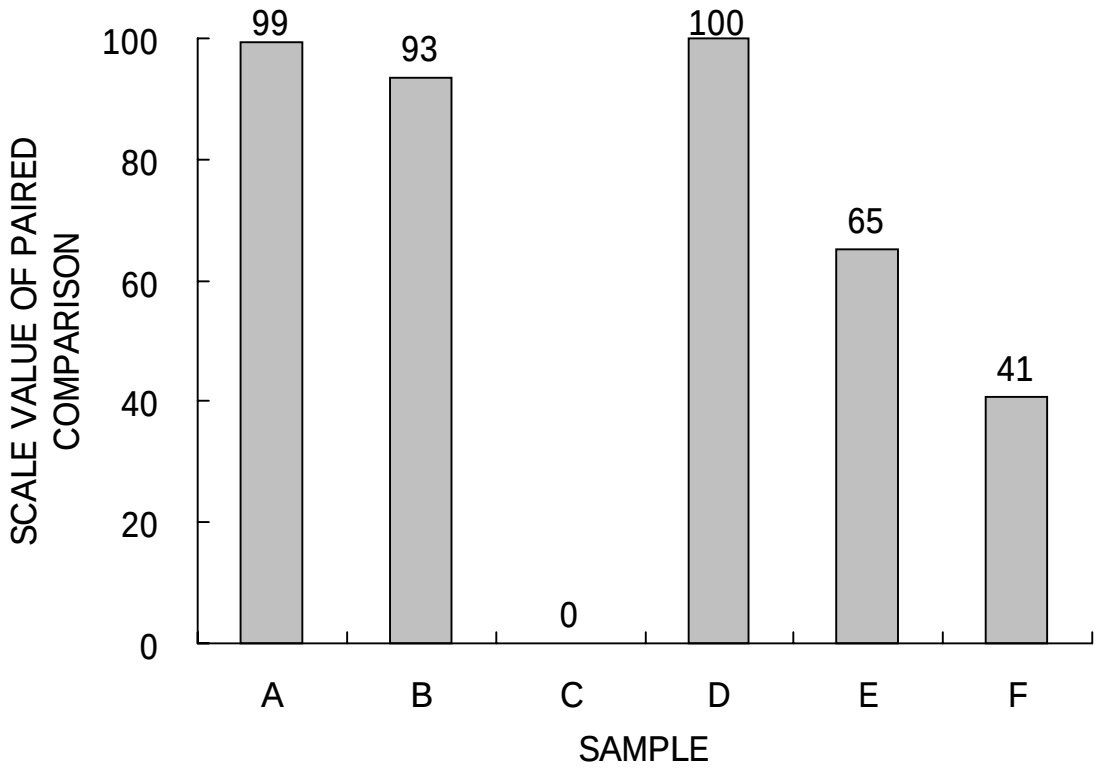


Fig.14 脳ファントムの SPECT 画像をサーストンの一対比較法で評価した.
Sample A, B, C はそれぞれフィルタ補正逆投影法で再構成した 64 方向, 48 方向, 32 方向のデータである. 同様に D, E, F はそれぞれ OS-EM 法で再構成した 64 方向, 48 方向, 32 方向のデータである.

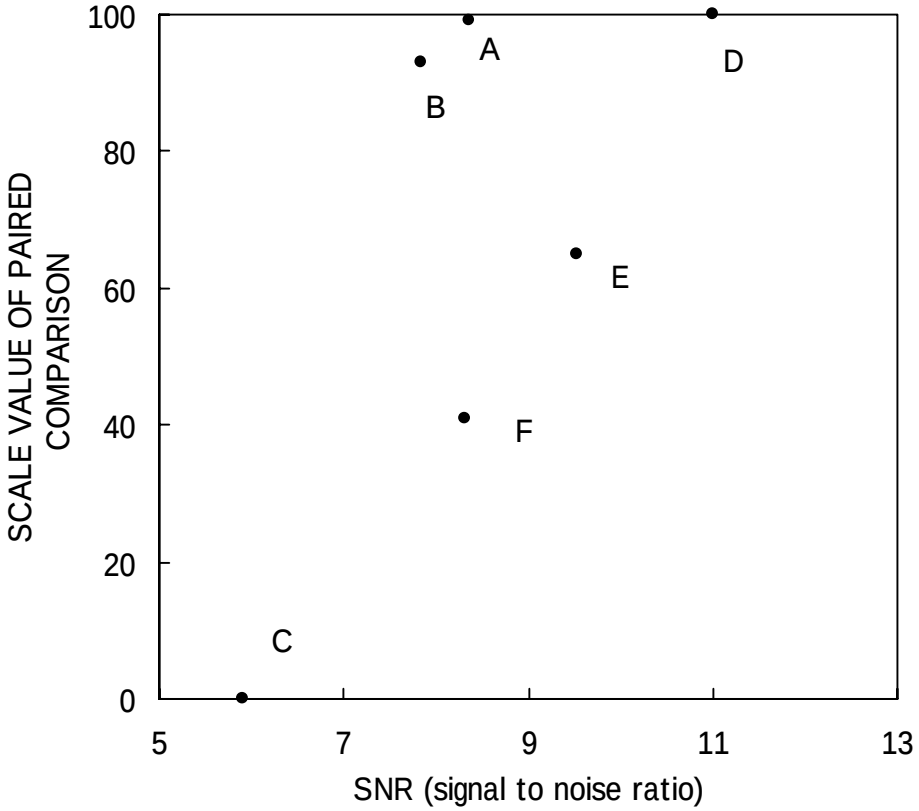


Fig.15　Fig.12 で得られた SNR と Fig.13 の一対比較法の尺度値の関係．ここで SNR の値は，陽性信号と陰性信号の SNR の平均値を用いた．A から F のサンプルは Table 2 に示すものである．

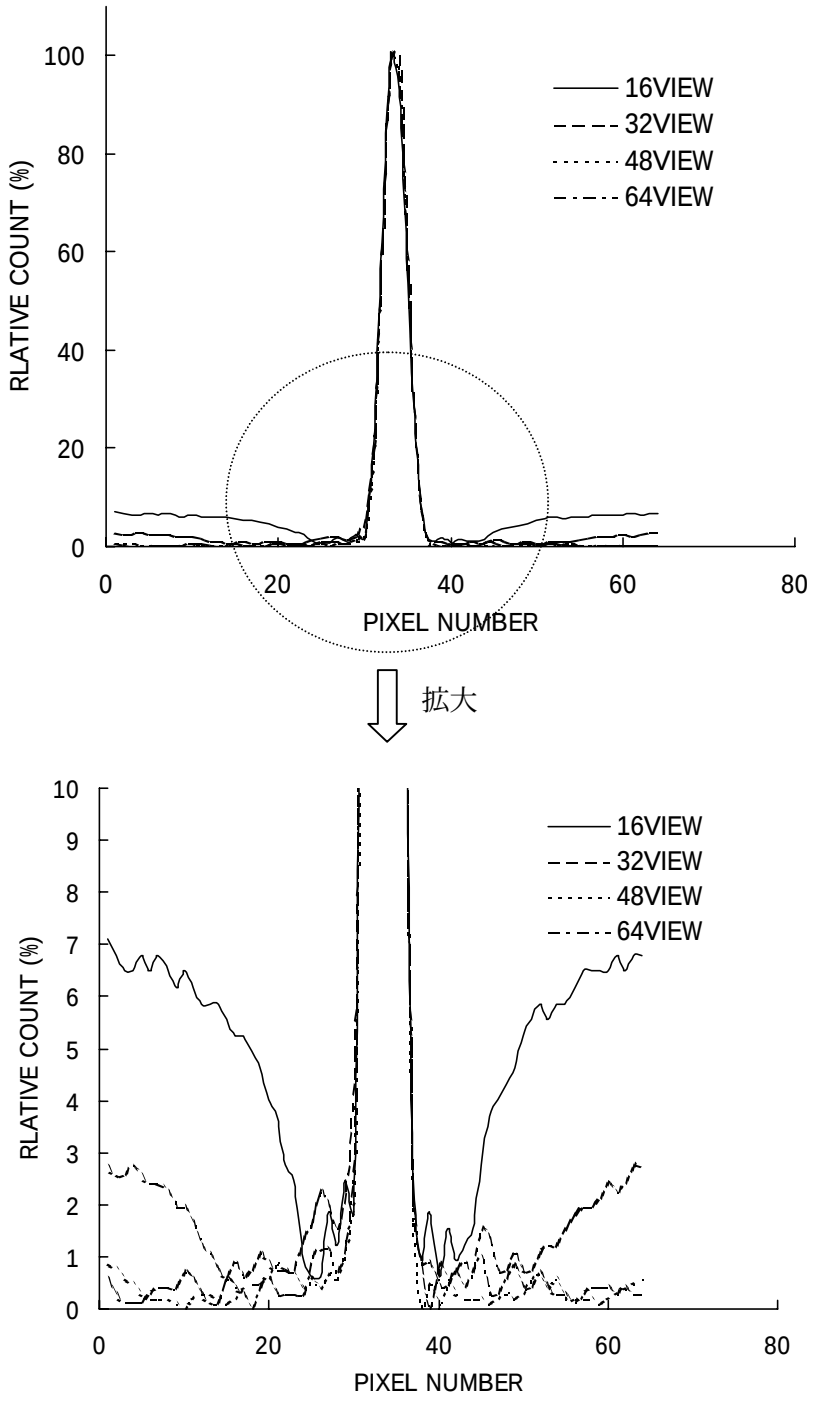
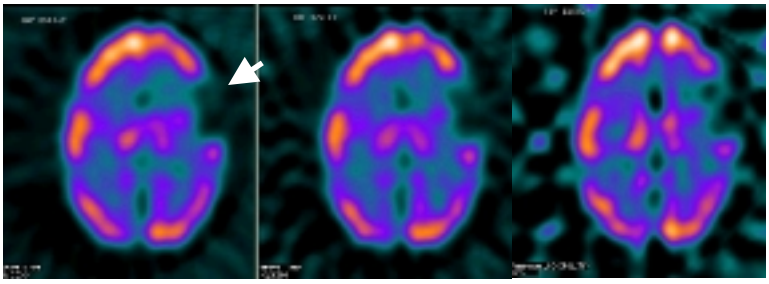
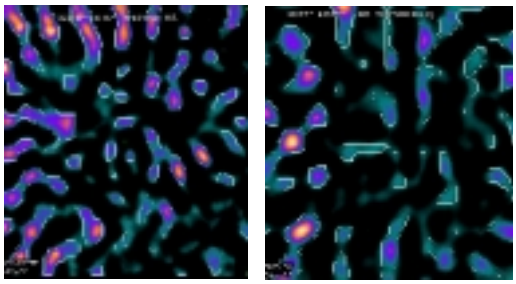


Fig.16 収集方向数とストリーク・フリーエリアのようす



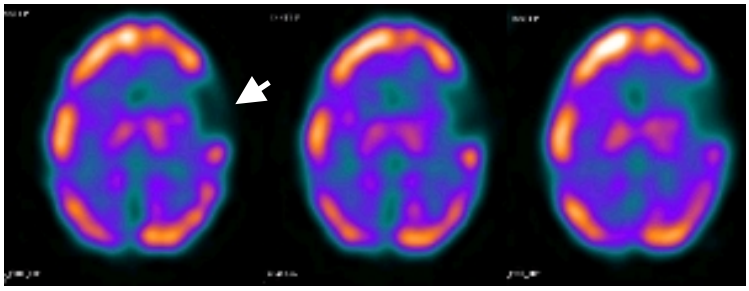
(a)

FBP: 64view　　32view　　16view



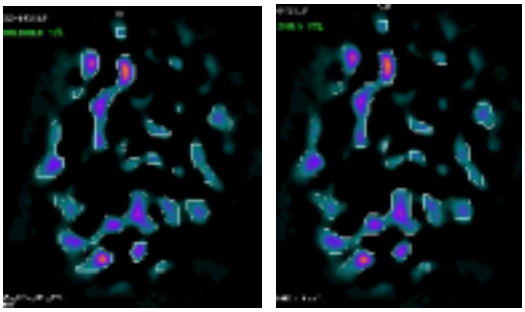
(b)

Subtracted image: 32-64 view　　16-64view



(c)

OS-EM: 64view　　32view　　16view



(d)

Subtracted image: 32-64 view　　16-64view

Fig.17 (a) 左：収集方向数 64 でフィルタ補正逆投影法で再構成　(a)中央：収集方向数 32　(a)右：収集方向数 16,　(b)左：32 方向と 64 方向の差分画像 (b)右：16 方向と 64 方向の差分画像, (c)左：収集方向数 64 で OS-EM 法で再構成　(c)中央：収集方向数 32 (c)右：収集方向数 16,（d)左：32 方向と 64 方向の差分画像 (d)右：16 方向と 64 方向の差分画像　（作成した欠損部を矢印で示す）

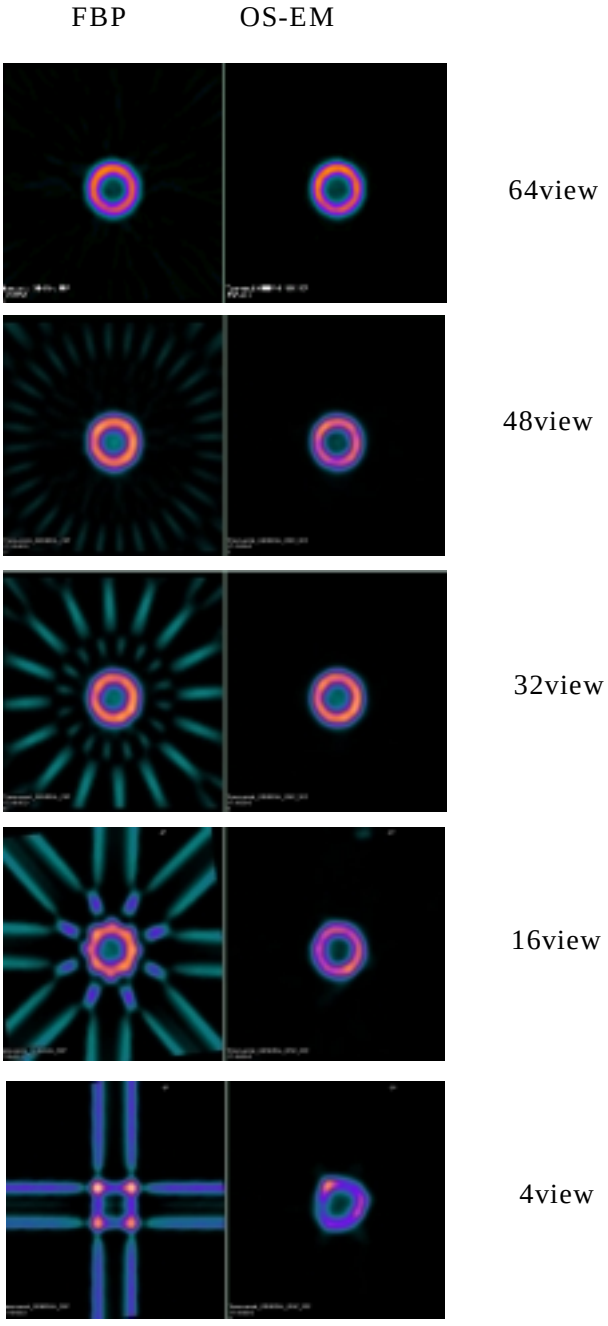


Fig.18 収集方向数の減少にともなう画像歪み.（収集方向数 4 では，ML-EM 法で再構成した.）